

تحسين الصور الطبية باستخدام المرشحات الرقمية

مها عبد الامير كاظم ، انتظار مهوس زغير
هيئة التعليم التقني – معهد اعداد المدرسين التقنيين

الخلاصة

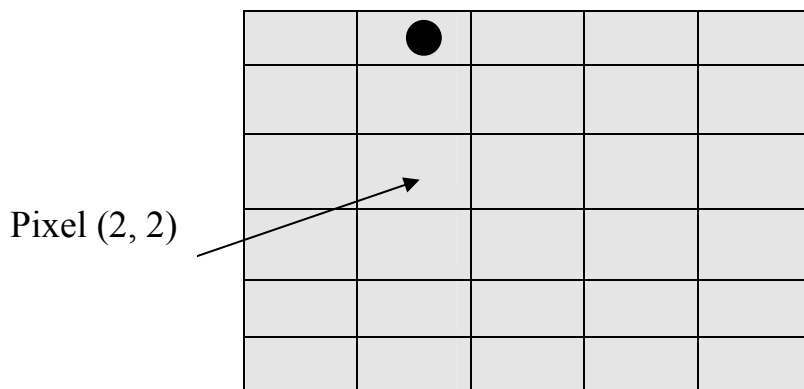
يهدف هذا البحث الى استخدام عدد من التقنيات او المرشحات للحصول على صورة ذات جودة اكثر من الصور الاصلية . تضيف الحافات (Edges) عناصر محددة الى الصورة والتي تزيد من فكرة استقلالية البعد الكسوري كمقياس للتشابه الذاتي في التركيبات الجزئية . لذلك فان الدرجة المحلية للبعد الكسوري تستخدم لتفرقة الحافات عن القطعة الداخلية وعن الضجيج (Noise). اختبرت الطريقة بمقارنة كاشف الحافة الكسوري مع المرشحات المألوفة مثل مرشح انتروبي (Entropy filters) اظهرت النتائج من خلال حساب نسبة الاشارة الى الضوضاء (S N R) افضلية استخدام البعد الكسوري نظرا لعمله على الحصول على حافات واضحة ودقيقة وصورة ذات معالم محسنة وجودة عالية لصورة غير واضحة المعالم بالمقارنة مع تقنية مرشح انتروبي.

Abstract

This research aims at using number of filters to get a better image than the original one. At edges add a deterministic component to the medical images which is increase compatible with the notion of scale-independent self-similarity of fractal structures. Thus, the local degree of factuality is used to differentiate edge from segment interiors and from noise. The concept is evaluated by comparing fractal edge detectors with conventional operators such as, entropy operator. Results show through that evaluated Signal to Noise Ratio (SNR) best uses the fractal dimension to obtain clear, detailed edges and a well defined image for blurred image compared with entropy filter

١- المقدمة Introduction

يعد موضوع تحسين الصور الرقمية احد فروع معالجة الصور الرقمية (Digital image Processing) وذلك للنمو الهائل في تقنيات تكنولوجيا المعلومات وتطبيقاتها في كافة الميادين الطبية والصناعية والعسكرية، تعرف الصورة بانها دالة لمستوى ذو بعدين وهي دالة لشدة الضوء المنعكس من الأجسام وتعتبر إشارة الفيديو والتلفزيون إشارة صورة في بعدين متغيرة مع الزمن ترافقها إشارة صوتية هي دالة في بعد واحد [E. Umbaugh 1998] , ولكي تكون دالة الصورة $f(x, y)$ في شكل ملائم للمعالجة بالحاسوب يجب ان تحول تلك الدالة الى شكل رقمي وعملية التحويل هذه تتضمن عمليتين اساسيتين وهي عملية النمذجة او التقطيع (sampling) وتعني تجزئة محاور الصورة للاحداثيين الفضائيين (x, y) واختيار شبكة ارقام لتمثيل الصورة الرقمية وعملية تكمية المستويات الرمادية وبهذا يتم تحديد ابعاد الصورة الرقمية (N) بالاضافة الى عدد المستويات الرمادية (G)، اذن الصورة الرقمية هي نظام او مصفوفة ارقام مرتبة بشكل اسطر واعمدة وكل عنصر من عناصر هذه تسمى (pixel) مختصر (picture of element) وهي اصغر جزء في الصورة الرقمية يحدد دليل صفها وعمودها مكان النقطة في الصورة وقيمة عنصر المصفوفة هي التي تحدد قيمة المستوى الرمادي (gray level) للصورة عند تلك النقطة ، شكل رقم (1) تعيين احداثيات نقطة ضمن الصورة [Frederik Nebeker, 2001].



شكل رقم (1) تعيين احداثيات نقطة ضمن الصورة

٢- تحسين الصورة Images Enhancement

يقصد بعملية تحسين الصورة هو عملية تحسين المظهر المرئي للصورة المشوشة الى شكل اكثر ملائمة للانسان والتحليل الالي من خلال :

١-تقليل الضوضاء (noise reduction)

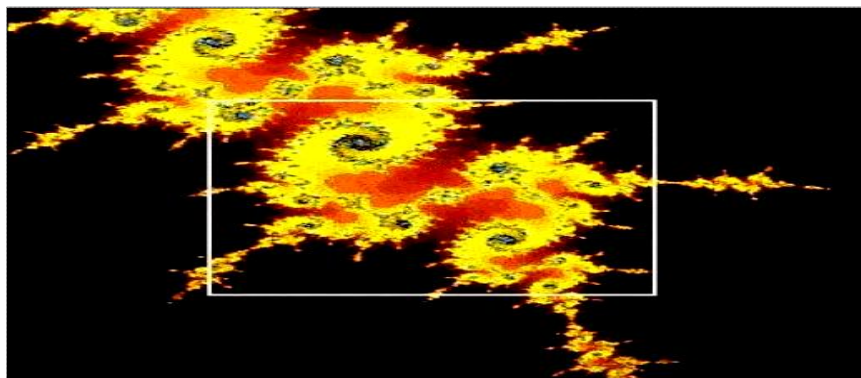
٢-كشف حافات الصور المضطربة (blurred image edge detection)

٣-توضيح وتحسين معالم الصور المضطربة (blurred image edge sharpening)

وتعمل طرق تحسين الصور الرقمية عند المجال الحيزي (spatial domain) والمجال الترددي (frequency domain) [Gonzales, 1992]. حيث يتم العمل في المجال الحيزي على عناصر الصورة مباشرة من خلال عمل نافذة فرعية جزءا من الصورة وتسمى غالبا (Mask) او (Window) وهي عبارة عن مصفوفة صغيرة ثنائية الابعاد كان تكون ابعادها (3*3) او (5*5) او (7*7) وتأخذ شكل المربع او المستطيل مركزها النقطة (x,y) .

٣- مفهوم الهندسة الكسورية Fractal Geometry Concept

ظهرت تقنية جديدة من خلال حساب البعد الكسوري والتي اطلق عليها تقنية الهندسة الكسورية (Fractal Geometry Technique)، يعطي هذا العلم وصفا دقيقا ونموذجا رياضيا للعديد من الاشكال الطبيعية المعقدة والانماط المختلفة والتي تعجز الهندسة الوصفية التقليدية عند وصفها وتمثيله كونها تمتلك صفة التشابه الذاتي (self-similarity) ومن الامثلة عنها مثلث (siprentices) وكسوريات ماندلبروت وكما موضح في الشكل رقم (2) .

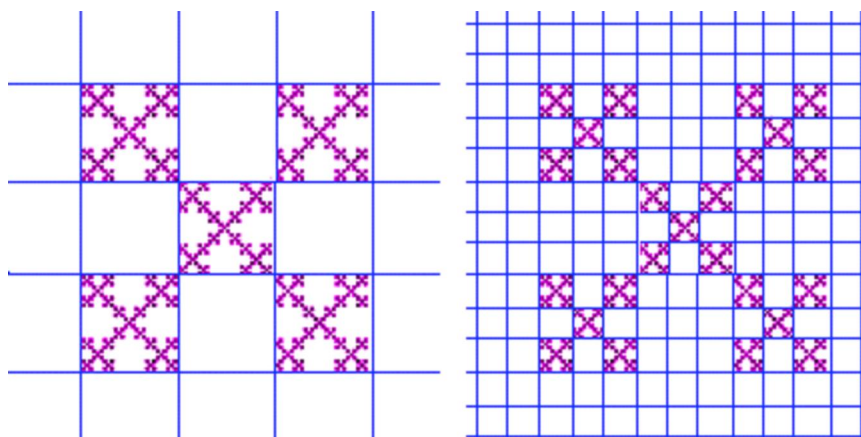


شكل رقم (٢) يمثل كسوريات ماندلبروت

تتضمن هذه النظريات حساب البعد الكسوري بطرق متعددة منها طريقة عد الصندوق لبعدين (2- Dimention Box Counting) والتي تعتمد على تغطية الصور بصناديق ذات طول S واقصى ضلع للصندوق Smax ثم حساب البعد الكسوري من المعادلة

$$FD = \log(S) - \log(N(S)) \dots\dots\dots (1)$$

وكم مبين في الشكل رقم (٣). [S. Buczkowski, 1998].



شكل رقم (٣) يوضح طريقة عد الصندوق لبعدين

او لثلاثة ابعاد بالاضافة الى نظريات البعد الكسوري والتي تعتمد على الحركة البروانية الكسورية (Fractal Brownian Motion) والمتمثل في حساب معامل ليفنوف وكذلك مصفوفة الحدوث المتبادل (Co-occurrence) والتي تعتبر من الطرق الاخرى المستخدمة في حساب البعد الكسوري وذلك من خلال وصف النسيج (textural) حيث تعتمد هذه الطريقة على احتمالية حدوث تدوير لزوج عنصر المصفوفة [S. Buczkowski, 1998] (pixel).

٤-١ الحركة البروانية الكسورية Fractal Brownian Motion

تعتبر دوال الكسور البروانية تعميم رياضي للحركة البروانية ولحساب الحركة في بعد واحد نحسب معدل المسافة

$$\langle \zeta^2 \rangle = 2Dt^{2H} \dots\dots\dots (2)$$

حيث ان D هو معامل الانتشار و H هو ثابت هورست (Hurst) وهذا يعني اذا كانت قيمة H تقترب من (1) فان ذلك يعني نعومة عالية في السطح. واس المقياس H يساهم في تمييز الانواع المختلفة للعمليات الاحصائية. حيث ان $H = 1/2$ يشير الى ان العملية تمثل حركة بروانية تقليدية تسمح بخطوات من كل الابعاد للمسافة بنفس الاحتمالية ولقيم $H < 1/2$ وتسمى الحركة الثابتة والتي تستمر بنفس الاتجاه اكثر من كونها عشوائية وعندما $H > 1/2$ تكون متغيرة في الاتجاه. وتمتلك الحركة البروانية زيادة كاوسية صفرية المعدل مع التغير وكما موضح في المعادلة

$$[V_H(x + \delta) - V_H(x)]^2 x \delta x^{2H} \dots\dots\dots (3)$$

هو البعد و δ يمثل المتجه وهو متغير مستقل يحدد معامل هورست ، ولوصف الحركة البروانية x حيث
فان الدالة تمثل D في بعد واحد بواسطة البعد الكسوري

$$D = 2 - H \dots\dots\dots (4)$$

تعرف الدالة الكسورية البروانية $V_H(x)$ سطح البعد الكسوري ، اما الكثافة الطيفية للدالة الكسورية البروانية β
تتناسب مع F^{-2H-1} [W. Jia, 2005].

ان السطح الكسوري البرواني ذا الطيف الكسوري يتناسب مع $F^{2-\beta}$ ولذلك يمكن استخدام انحدار الطيف
للصورة لحساب البعد الكسوري للسطح ولو تمكن نمذجة طيف قدرة الصورة كدالة ضوضاء لهذا فان البعد
الكسوري يمكن حسابه من المعادلة

$$D = (7 - \beta)/2 \dots\dots\dots (5)$$

٥- كشف حافات الصور المضطربة Blurred Images Edge Detection

تعتبر عملية كشف الحافة عملية مهمة لعدد من تطبيقات معالجة الصورة مثل تمييز الاشكال . تعرف
الحافة (Edge) على انها الحد الذي يفصل بين منطقتين مختلفتين بالمستوى اللوني فعملية استخلاص هذه
الحافات هي احدى الطرق الاساسية في تحليل منظر الصورة وتكوين المعلومات من خلال كشف الحافات
المفيدة والمناسبة لذلك المنظر [A.Block, 1990]. بما ان الحافة تقع ضمن مركبات الترددات العالية لذلك
اغلب تقنيات كشف الحافة قائمة على مبدا مرشح الامرار العالي
الواطئة هذه بالنسبة الى مرشحات المجال الترددي وتقنيات متعددة عند المجال الحيزي ومنها:

١- نافذة الازاحة والفرق Shift and difference Mask.

٢- مرشح والس Wallis Filter.

٣- مرشح سوبل Sobel Filter.

٤- مرشح لابلاس Laplacian Filter.

٥- مرشح انتروبي Entropy Filter [Fernandez, 2001].

٥-١ مرشح انتروبي Entropy Filter

يعتمد المرشح على معدل التغيير بالاضاءة (المستويات الرمادية) ومعدل الاضاءة (المناطق الثابتة لونها) في
المنطقة الجزئية للصورة اذ يحسب وباستخدام مربع العمل (Window) ذات حجم (3*3) العلاقات التالية:

١- احتمالية اللون (color probability) اي عدد عناصر الصورة (pixels) لكل مستوى رمادي (gray level)
(مقسوما على العدد الكلي لعناصر الصورة الفرعية (window) كما موضحة في المعادلة (1).

٢- عدد الارقام الثنائية no of binary digit (bits) [Shiozaki, 1986].

حيث تكون العلاقة بين احتمالية اللون وعدد الارقام الثنائية علاقة عكسية .

$$P_i = a_i / \sum_{j=0}^{255} a_j \dots\dots\dots (6)$$

P_i :- تمثل احتمالية اللون

a_i :- عدد عناصر الصورة التي لها تدرج i مبتدا من ٠ الى ٢٥٥

$\sum a_j$:- العدد الكلي لعناصر الصورة الفرعية.

$$I(f_i) = \log_2(1/p_i) \quad (7)$$

حيث ان

$I(f_i)$ -: يمثل عدد (bits)

من خلال المعادلتين يمكن الحصول على معادلة المشرح وهي كما يلي:

$$E = \sum P_i I(f_i) \quad (8)$$

$$E = - \sum P_i \log_2 P_i \quad (9)$$

٦- نسبة الإشارة إلى الضوضاء (SNR) Signal to Noise Ratio

تعتبر عملية حساب نسبة الإشارة الى الضوضاء احدى المعايير المستخدمة لفحص جودة الصور المحسنة والتي تعتمد على حساب معدل مربع الخطا حيث يعرف بأنه الخطأ التربيعي التراكمي بين الصورة الناتجة والصورة الاصلية ويمثل بالمعادلة [Eichel, 1998]

$$MSE = \frac{1}{N^2} \sum_{x=0}^{(L-1)} \sum_{y=0}^{(L-1)} (f(x, y) - \hat{f}(x, y))^2 \quad (10)$$

حيث أن $f(x, y)$: تمثل دالة الصورة الاصلية .

$\hat{f}(x, y)$: تمثل دالة الصورة المحسنة.

N: يمثل حجم الصورة.

$$SNR = 20 \log \left(\frac{P}{MSE} \right) \quad (11)$$

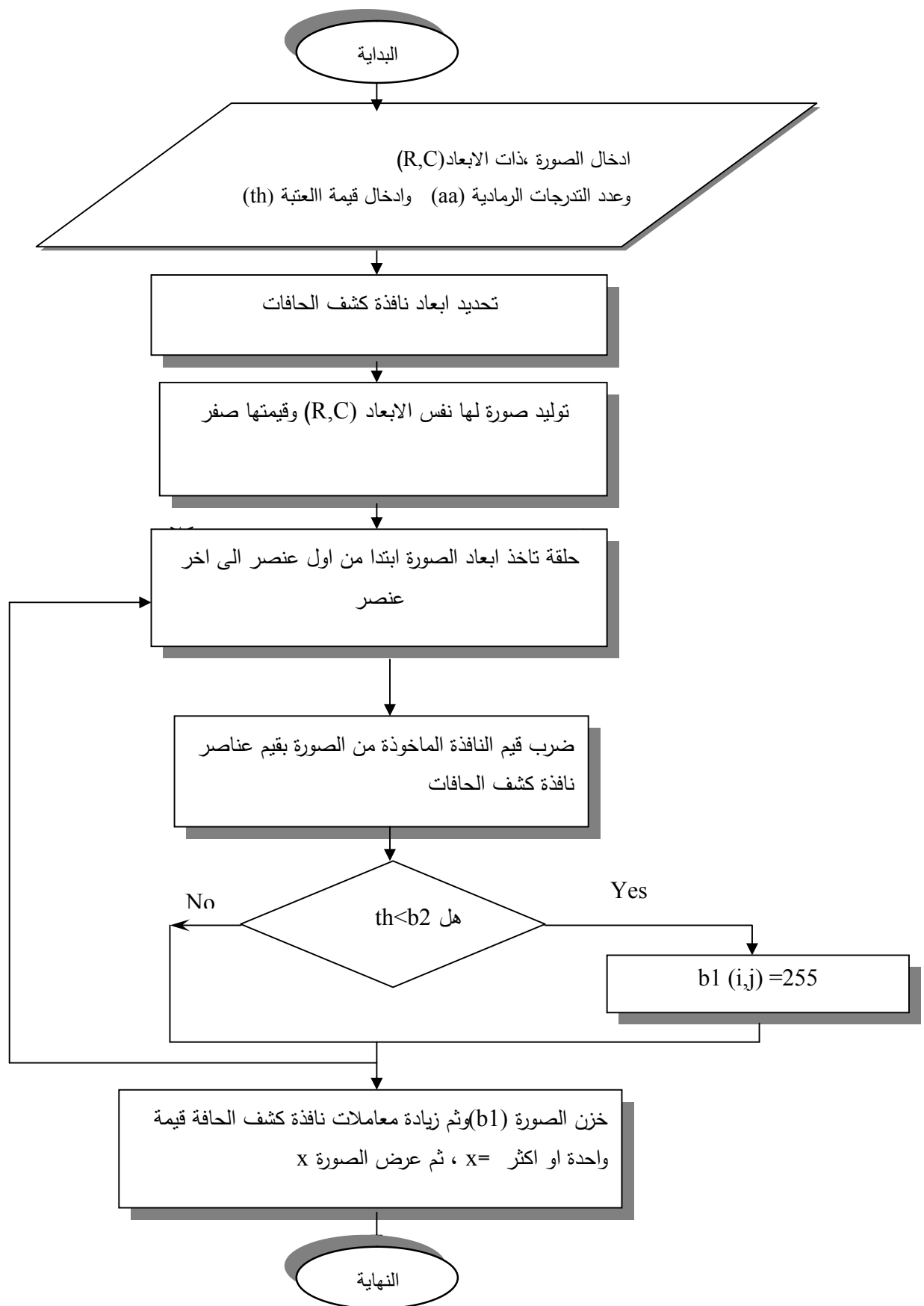
٧-خطوات البحث Research Procedure

تم تصميم برنامج بلغة (Visual Basic V.6) لاجراء عملية كشف حافات الصور الطبية المستخدمة وباستخدام مرشح الحركة البراونية الكسورية ومرشح انتروبي ثم مقارنة الطريقتين من خلال حساب نسبة الإشارة الى الضوضاء (SNR) اعتمد تنفيذ تلك التقنيات عند المجال الحيزي على اخذ جزء من الصورة ثنائية الابعاد (Window) مركزها النقطة (x,y) كان تكون ابعادها (3*3) (5*5) (7*7) ويتم تحريك مركز هذه النافذة على كل عنصر في الصورة بعد ذلك يتم تطبيق التقنية المطلوبة باستخدام قوانين معينة او استخدام معاملات Mask معين وتنفيذه على ذلك الجزء من الصورة (Window)، الشكل رقم (1) يوضح المخطط الانسيابي لبرنامج مرشح انتروبي حيث اعتمد على الخطوات الاتية :

١-حساب عدد عناصر الصورة لكل مستوى رمادي بتطبيق المعادلة (7) وباستخدام مربع عمل ذات حجم (3*3).

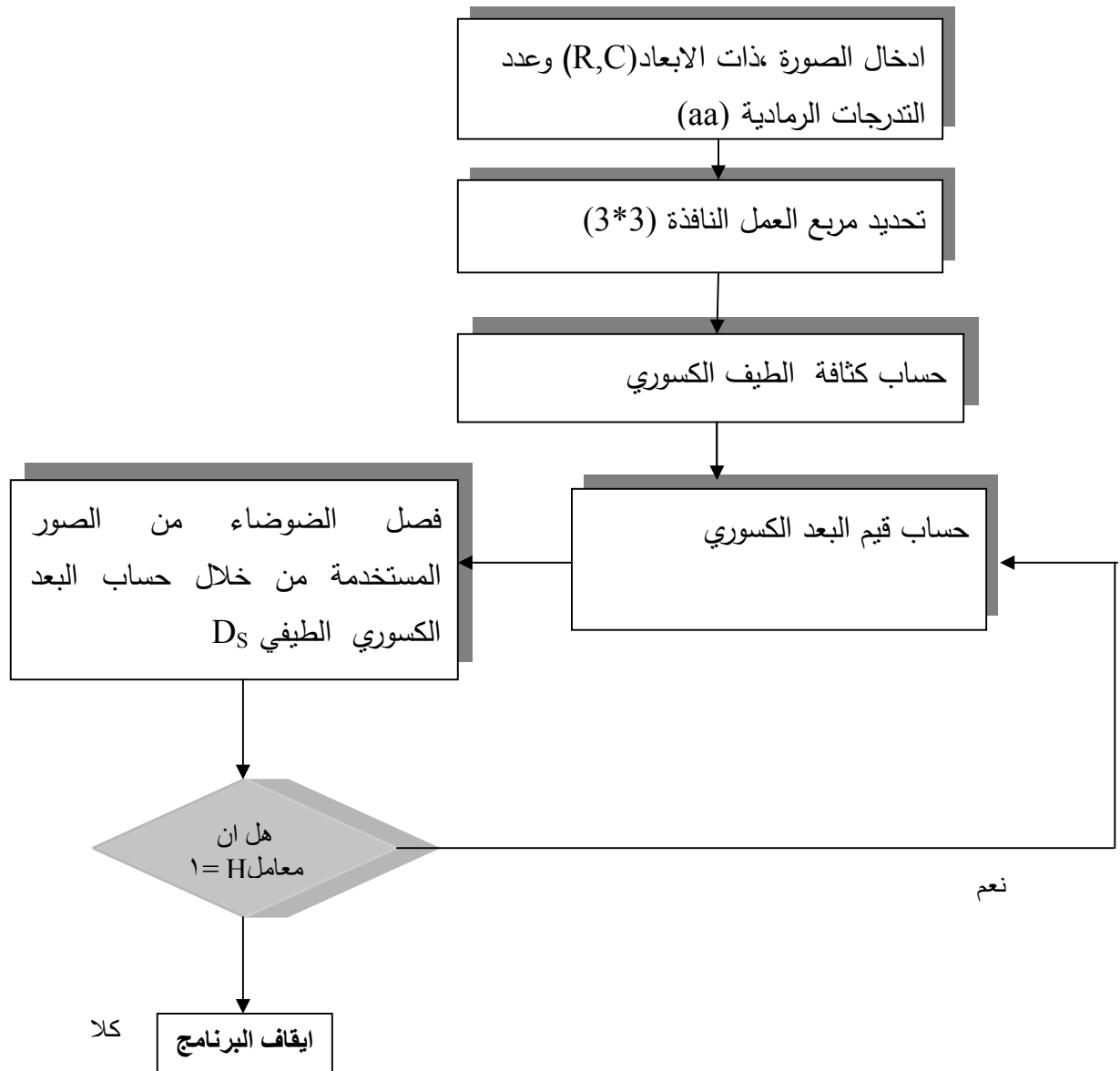
٢- حساب عدد bits والمتمثلة بكمية المعلومات بتطبيق المعادلة (8).

٣- الحصول على معادلة entropy من خلال جمع هاتين المعادلتين بتطبيق المعادلة (9) تطبق هذه المعادلة على جميع عناصر الصورة.



شكل رقم (4) مخطط الانسيابي لبرنامج مرشح انتروبي

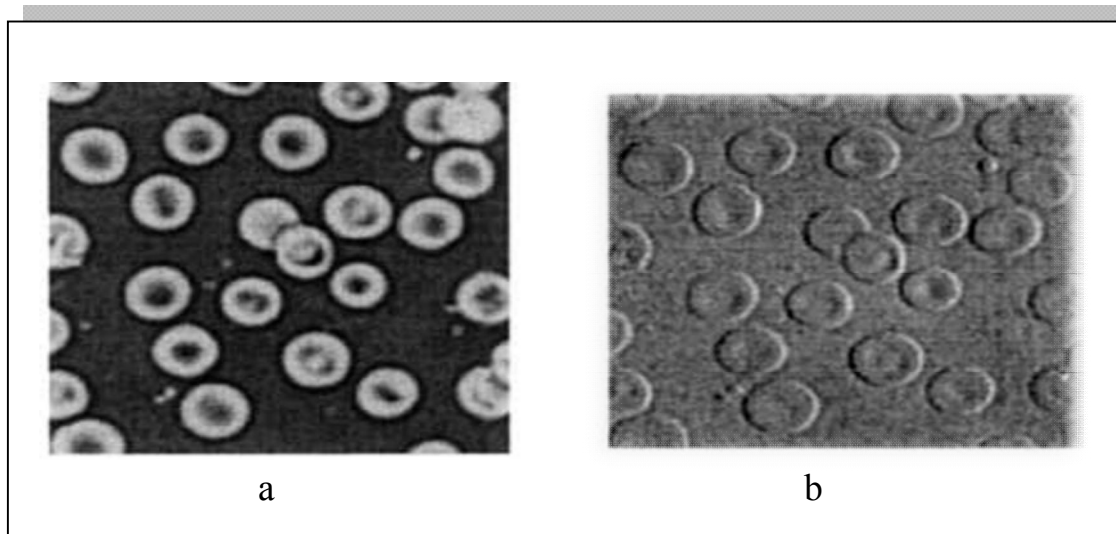
كما تم استخدام مربع العمل (3×3) لتنفيذ برنامج تطبيق حساب البعد الكسوري باستخدام طريقة الحركة البروانية الكسورية من خلال تطبيق المعادلات رقم (4), (5), (6). والشكل رقم (3) يوضح المخطط النسيابي لبرنامج حساب البعد الكسوري. كما تم تصميم برنامج فرعي لتطبيق المعادلتين رقم (10), (11) والتي من خلالها يتم حساب نسبة الاشارة الى الضوضاء وللطريقتين المذكورة .



شكل رقم (٥) يوضح المخطط الانسيابي لبرنامج حساب البعد الكسوري

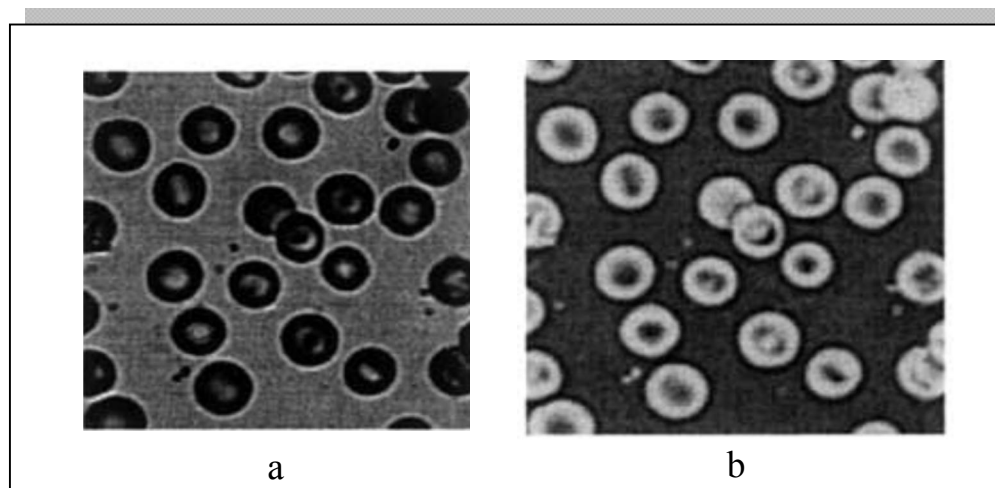
Result and Dissection

تم الحصول على النتيجة النهائية لمرشح انتروبي والمبينة بالشكل رقم (6-b) من خلال تطبيق المعادلات (7), (8), (9) للصور الطبية المستخدمة حيث طبقة العملية على (10)-عينات من خلايا مصابة و (10) عينات من خلايا سليمة وباستخدام مربع العمل ذات الحجم (3*3). الصورة الاصلية والمبينة في الشكل (6-a) ومن خلال الصورة الناتجة نلاحظ قام هذا المرشح بكشف حافات الصورة فقط وجميع التغيرات السريعة بالمستوى الرمادي (الضوضاء) مما ادى الى اظهار الضوضاء مرافقة مع حافات الصورة بحيث جعل حافات الصورة الناتجة غير دقيقة لان هذا المرشح متحسس جدا للضوضاء لاعتماده على معدل التغير بالاضاءة لمنطقة جزئية من الصورة



شكل رقم (6) مرشح Entropy (a) الصورة الطبية لخلايا الدم (b) الصورة الناتجة بعد تطبيق مرشح Entropy

كما طبقت على نفس العينات للصور الطبية المستخدمة طريقة الحركة البروانية الكسورية وباستخدام مربع العمل ذات الحجم (3*3)، (7*7) ومن خلال النتائج التي تم الحصول عليها من حساب نسبة الاشارة الى الضوضاء SNR نلاحظ قابلية هذا المرشح في تحسين معالم الصورة الاصلية غير الواضحة وابرزها عند كل اتجاه من الاتجاهات مقارنة مع مرشح انتروبي وكما مبين في الشكل (7-b)، كما يبين جدول رقم (1) قيم نسبة الاشارة الى الضوضاء للطريقتين المستخدمة.



شكل رقم (7) طريقة الحركة البروانية (a) الصورة الطبية لخلايا الدم الاصلية (b) الصورة الناتجة بعد تطبيق طريقة الحركة البروانية

جدول رقم (1) يشير الى قيم نسبة الاشارة الى الضوضاء

الصور المستخدمة	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
لمرشح SNR انتروبي	1.23	1.994	2.988	3.978	4.968	5.958	6.944	7.927	8.912	9.893
للحركة SNR البروانية الكسورية	0.5	0.55	0.6	0.6	0.6	0.7	0.7	0.8	0.8	0.8

٩- الاستنتاجات Conclusion

اظهرت النتائج المعروضة اهمية استخدام الهندسة الكسورية من خلال طريقة الحركة البروانية في عملية كشف الصورة دون اظهار الضوضاء مع الحافات المستخلصة اما مرشح Entropy الذي عمل على كشف جميع التغيرات بالمستوى الرمادي من ضمنها حافات الصورة لهذا يميل هذا المرشح الى اظهار الضوضاء مما ادى الى اضطراب المعالم المستخلصة للصورة .عملية الكشف في تطبيق حجم مربع النافذة (3*3) في طريقة الحركة البروانية الكسورية كانت افضل من حجم مربع النافذة (7*7) وذلك لصفة الهندسة الكسورية في التفاصيل الدقيقة للسطوح والتشابه الذاتي مع الاخذ بنظر الاعتبار زمن اقل في تنفيذ البرنامج مقارنة مع Entropy بالاضافة الى قيم (SNR) حيث تكون هذه القيم عالية في طريقة المرشح انتروبي مقارنة مع قيمها في طريقة الحركة البروانية الكسورية والتي تميل الى التقارب والذي يشير الى تقليل نسبة الضوضاء بهذه الطريقة .

References

- Block, A. et al., "Efficient box-counting determination of generalized fractal dimensions", *Physics Review A*, Vol. 42. pp. 1869-1874, 1990.
- Eichel, et al., "A method for a fully automated definition of coronary arterial edges from cineangiograms", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 7, No.4, 1998, pp.313-320.
- Umbaugh E., "Computer vision and image processing A practical approach using CIVP tools" , Prentice Hall, 1998
- Frederik Nebeker "Digital Signal Processing and the Rise of Consumer Electronics " IEEE History Center Rutgers University New Brunswick, New Jersey, USA , 2001.
- Fernandez, et al., "Use of fractal theory in neuroscience: methods, advantages and potential problems. *Methods*", 24(4):309-321, (2001).
- Gonzales, C., "Digital Image Processing ", New York, Prentice Hall, 1992.
- Esteller R. et al., "Fractal Dimension characterizes seizure onset in epileptic patients ", to be published at the *1999 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, Arizona, 2004.
- Buczowski, S. et al., "The Modified Box-Counting Method: Analysis of Some Characteristic Parameters ", *Pattern Recognition*, Vol. 31, No. 4, pp. 411-418, 1998.
- Shiozaki, Akira, "Edge Extraction Using Entropy Operator ", *Computer Graphics*, London, Academic Press, 1986
- Jia, W. "A fractal analysis approach to identification of tumor in brain MR images", MS thesis, Department of Computer Science, NDSU, December, 2005.